

ВЕНТИЛЯЦИОННАЯ ПОДДЕРЖКА НЕПРЕРЫВНЫМ ПОТОКОМ. ФИЗИЧЕСКИЕ, МАТЕМАТИЧЕСКИЕ И КЛИНИЧЕСКИЕ ПРЕДПОСЫЛКИ И ПРИНЦИПЫ

Pavol Török¹, Peter Čandík, Ján Šalantay, Milan Májek², Ján Kolník³

¹ Отделение анестезиологии и интенсивной медицины, Больница с поликлиникой, Вранов на Топле,

² Клиника анестезиологии и интенсивной медицины,

Факультетская больница с поликлиникой академика Дерера, Братислава,

³ Отделение разработок анестезиологической и дыхательной техники, Chirana, Стара Тура

Continuous Flow Ventilatory Support. Physical, Mathematical, and Clinical Prerequisites and Principles

Pavol Török¹, Peter Candík, Ján Šalantay, Milan Májek², Ján Kolník³

¹ Department of Anesthesiology and Intensive Medicine, Hospital & Polyclinic, Vranov-on-Tople

² Academician Derer Clinical of Anesthesiology and Intensive Medicine, Faculty Hospital & Polyclinic, Bratislava

³ Department of Anesthesiological and Respiratory Equipment Developments, Chirana, Stara Tura

Авторы в работе описывают теоретические основы нового метода вентиляционной поддержки, которую они назвали вентиляционная поддержка непрерывным потоком ВПНП. (CFVS — continuous flow ventilatory support). В теоретической части они обосновывают потребность такого способа вентиляционной поддержки и объясняют основные математические и физиологические принципы описываемого способа искусственной вентиляции легких и сравнивают возможности применения вентиляционной поддержки непрерывным потоком (ВПНП) посредством многоструйного инсuffляционного катетера (VIK®) по сравнению с катетером с терминальным отверстием (ЖТО). Физическим и математическим анализом на модели искусственных легких в статическом и динамическом режимах обнаружили, что разница в значениях максимального давления вдоха и также динамического РЕЕР, который больше в системе с катетером с терминальным отверстием. Подтвердили, что при применении ВПНП многоструйным инсuffляционным катетером или катетером с одним терминальным отверстием является риск баротравмы и значение динамического РЕЕР при потоке газов до 20–26 l/min минимальным. Для применения более высоких потоков Q_{in} , свыше 25–28 l/min, является более подходящим применение ВПНП многоструйным инсuffляционным катетером. В заключение они считают, что вентиляционная поддержка непрерывным потоком многоструйным инсuffляционным катетером является с технической точки зрения более эффективной и возможно применение существенно более высоких потоков газов, как при применении катетера с одним терминальным отверстием без риска повышения давления в дыхательных путях и без повышения вентиляционной работы при выдохе. **Ключевые слова:** вентиляционная поддержка, вентиляционная поддержка непрерывным потоком, многоструйный инсuffляционный катетер.

The authors describe the theoretical bases of a new ventilatory support procedure that is called by the authors as continuous flow ventilatory support (CFVS). In the theoretical part they provide evidence for this procedure of ventilatory support and explain the basic mathematical and physiological principles of the described procedure and artificial ventilation and compare the possibilities of using CFVS with a multi-jet insufflation catheter (VIK®) versus a terminal orifice one (JTO). Physical and mathematical analyses on a model of the artificial lung in the static and dynamic modes revealed that there was a difference in the values of the maximum inspiratory pressure and positive end-expiratory pressure (PEEP), which was greater with the terminal orifice catheter. There was evidence that the use of CFVS with a multi-jet insufflation catheter or a terminal one-orifice one presented a risk of barotrauma and made the value of dynamic PEEP with a gas flow of as high as 20–26 l/min minimal when CFVS. The latter with a multi-jet insufflation catheter is most suitable when higher gas flows Q_{in} above 25–28 l/min are applied. In conclusion, the authors consider that CFVS with a multi-jet insufflation catheter is technically more effective and substantially higher gas flows may be used as in the application of a terminal one-orifice catheter without a risk of elevated airway pressure and without increased ventilation performance on expiration. **Key words:** ventilatory support, continuous flow ventilatory support, multi-jet insufflation catheter.

Вентиляционная поддержка в общем определяется как способ искусственной вентиляции легких (ИВЛ), при котором часть вентиляционной работы проводит пациент своим усилием и часть — вентилятор.

Классическое применение вентиляционной поддержки обычно использует принцип чередующегося потока газов в дыхательных путях. В системе вентилятор — пациент каждый элемент обеспечивает свою долю в обмене газов

переменным потоком газов (вдох-выдох). Поток газов при спонтанном вдохе и выдохе, обеспечиваемом вентилятором может быть синхронным и синергическим, как, например, в вентиляционном режиме классической формы поддержки давлением, когда доля аппаратной минутной вентиляции (MV) и доля MV, созданная спонтанным усилием, обеспечиваемая синергически при одинаковой частоте (оба элемента системы одновременно обеспечивают вдох и выдох), или синхронизированный и несинергический, например, в вентиляционном режиме синхронной перемещающейся заместительной (SIMV), когда пациент вентилирует частотой, отличающейся от частоты вентилятора, но при обеспечении доли MV вентилятором всегда работает синхронный режим. Несинхронизированный поток газов генерируется, например, при высокочастотной вентиляции (VFCV), когда вентилятор и пациент взаимно не синхронизированы.

Принципы элиминации газов непрерывным потоком.

Много лет известно, что при так называемой апноической оксигенации после денитрогеноации легких достаточно для обеспечения временной соответствующей оксигенации, подвести кислород катетером с непрерывным потоком к карине трахеи. Логично, что CO_2 в артериальной крови повышается приблизительно со скоростью $0,2 \text{ kPa/min}$ ($1,5\text{--}2,6 \text{ torr/min}$). Из этого вытекает, что апноическую оксигенацию можно осуществить и без классической функции грудной клетки, которой обеспечивается вентиляция, т. е. чередование потока газов в дыхательных путях. Проблемой остается удаление CO_2 и то не только при нарушении работы альвеолярно-капиллярной мембраны или при повышенном шунтировании крови в легких (Q_s/Q_t).

Удаление CO_2 из легких можно обеспечить не только прерывистым, но и непрерывным потоком газов, но при условии его достаточных величин. И при прерывистом потоке газов не будет влиять частота при значениях, когда уже поток газов можно считать непрерывным (физически регистрируемые изменения потока, которые могут быть вызваны, например, изменением сопротивления дыхательных путей, клинически незначимы), поскольку существуют определенные соотношения между минутной вентиляцией и частотой (Brychta, 1983) [1]. При предположении, что частота стремится к бесконечности ($f=\infty$) и изменения давления колеблются около значения атмосферного давления, поток газов будет непрерывным. Такой вентиляционный режим называли [1, 2] вентиляцией непрерывным потоком.

Удаление CO_2 прерывистым потоком при любой частоте. Известную зависимость между минутной вентиляцией (удаление CO_2) определяет вентиляционное уравнение, которое в виде схемы

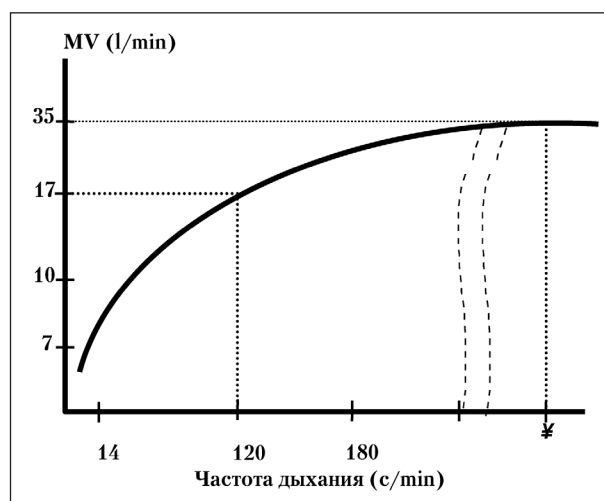


Рис. 1. Вентиляционное уравнение – графическое изображение соотношения частоты и минутной вентиляции (MV) (модифицировано в соответствии с Brychta, 1983).

показано на рис. 1 [1–4]. Соотношение определено при постоянном анатомическом мертвом пространстве (V_{DA}). В клинической практике можно вентиляционное уравнение применять только у конкретного пациента, когда при частоте вентиляции f_1 и данном значении V_{DA} , достигается определенного значения PaCO_2 . Повышение частоты вентиляции со значения f_1 на значение f_2 вызывает изменение MV, которое соответствует новому значению PaCO_2 при частоте f_2 . Значение MV будет правильным только тогда, когда V_{DA} не меняется. При изменении V_{DA} (например, при интубации) расчет MV для частоты f_2 не будет полностью точным.

В литературе опубликованы работы [5–9], которые описывают систему постоянного применения кислорода в трахею при патофизиологических изменениях, идущих с возрастанием соотношения физиологического мертвого пространства (V_{DF}) и респираторного объема (V_D/V_T), как, например, при ARDS. Целью метода, который большинство авторов обозначает как tracheal gas insufflation (TGI), является обеспечение обмена газов, прежде всего, в анатомическом мертвом пространстве (V_{DA}) и, таким образом, снизится отношение его вентиляции к респираторному объему (V_T). При определении значения респираторного объема вентилятора потом V_{DA} не надо учитывать, установленные значения V_T могут быть меньше и, таким образом, значимо понижается риск баротравмы вследствие более низких максимальных давлений вдоха в дыхательных путях ($P_{aw_{max}}$).

Существенным клиническим недостатком этого способа вентиляции является потребность применения относительно высокого потока ($4\text{--}12 \text{ l/min}$) тонким, только $1\text{--}2 \text{ mm}$ катетером, так что давление необходимое для подвода газов намного больше, чем 10 kPa , что значительно превышает

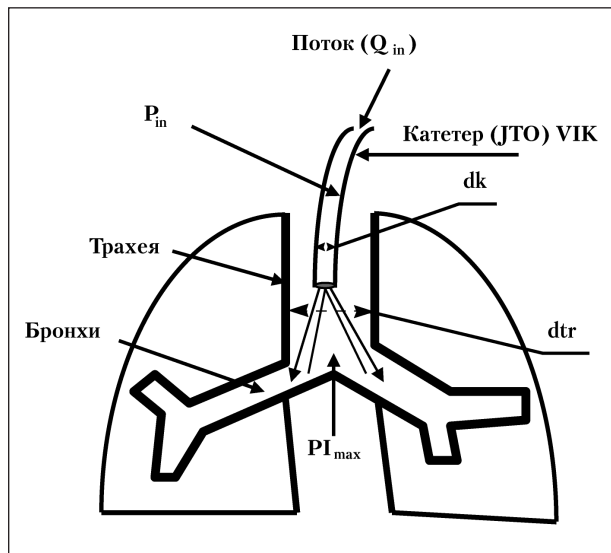


Рис. 2. Графическое изображение математического соотношения для расчета PI_{max} .

рекомендуемое безопасное значение, при котором риск возникновения разрушения легочной паренхимы с возникновением баротравмы минимально [10].

При вводе катетера через интубационную трубку одновременно повышается динамическое сопротивление при выдохе и при потоках больше 10 л/мин в дыхательных путях (DC) создается постоянное положительное давление, которое добавляется к повышению максимальных давлений при вдохе и, таким образом, отрицается первичный смысл применяемого метода — эффективная вентиляция при наиболее низких давлениях вдоха и выдоха в дыхательных путях.

Непрерывный поток газов — техническое решение.

При высоком потоке газов через катетер с одним терминальным отверстием, введенным в трахею в пневматической системе сопло — трахея, создается добавочный (кроме основного потока из инсuffляционного катетера) однонаправленный поток газов. Поток газов, с одной стороны, добавляется при спонтанном вентиляционном усилии на вдохе, но, с другой стороны, при выдохе будет направление газов обратное, как направление потока газов при спонтанном выдохе. У апноических пациентов в дыхательных путях создается постоянное положительное давление (PI_{max}), значение которого при предположении нулевого добавочного потока DC, пропорционально соотношению второй степени внутреннего диаметра катетера и трахеи, значению давления привода, которое зависит от потока и сопротивления катетера (рис. 2). Общее математическое выражение определено формулой:

$$PI_{max} = kin \times P_{in} \times (dk/dtr)^2,$$

где PI_{max} — давление в трахеобронхиальной системе (при максимальной нагрузке) — ста-

тическое давление; kin — постоянная потока (0,2—0,7) зависит от потока; P_{in} — давление в инсuffляционном катетере; dk — внутренний диаметр катетера (мм); dtr — внутренний диаметр трахеи (мм).

При спонтанной вентиляции при непрерывном потоке газов из катетера с одним терминальным отверстием, с одной стороны, снижается усилие вдоха (поток газов синергический), но, с другой стороны, при потоке газов в обратном направлении возникает при спонтанном выдохе пневматическое сопротивление и повышается давление при выдохе и в дистальных дыхательных путях (PE_{max}). Изменение давления в дыхательных путях и в грудной полости аналогичны, хотя и частично модифицированы, как при вентиляционном режиме с положительным давлением в дыхательных путях при (expiratory positive airway pressure — ЕРАР). Значение PE_{max} зависит от значения потока газов при спонтанном выдохе и от мощности системы сопло (катетер) — трахея, которые характеризуются непрерывным потоком. Давление при выдохе в определенной обстановке достигает значения нескольких кПа, что является физическим явлением, ограничивающим применение этого метода или применение такого значения потока газов в катетере, который с точки зрения удаления CO_2 можно считать оптимальным. Для клинических условий важно, что чем больше поток газов выдоха при спонтанной вентиляции и чем PI_{max} , или поток газов через Q_{in} , тем больше PE_{max} создается при выдохе (рис. 3).

Из этих физических соотношений вытекает, что катетер с одним терминальным отверстием (JTO) можно применять только при более низких потоках газов, что не будет достаточным для вентиляционной поддержки при тяжелых формах респираторного или вентиляционного отказа. Может быть достаточной у граничных респираторных

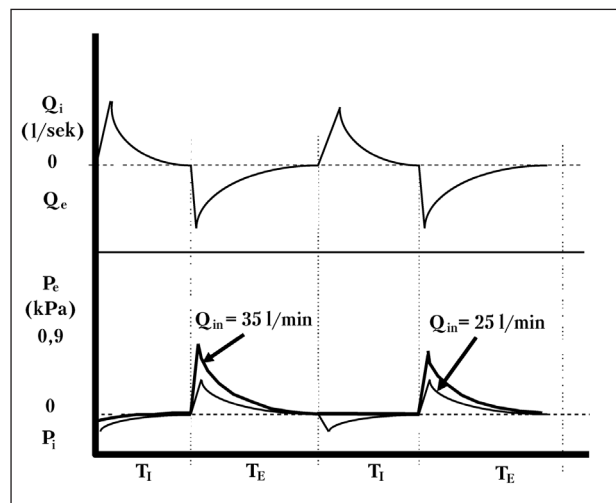


Рис. 3. Изменения PI_{max} и PE_{max} при потоке газов 25 л/мин и 35 л/мин при спонтанной вентиляции с $V_T=400$ мл.

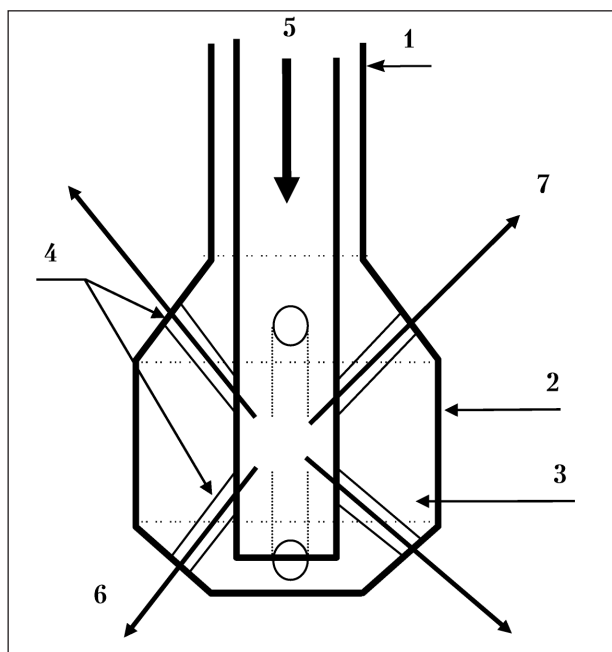


Рис. 4. Схема инсuffляционного катетера (1) с многосопловой головкой (2), в которой находится 6–8 сопел (4), направленных дистально и проксимально. При потоке газов (5) соплами возникает противонаправленное течение газов, т. е. дистально в бронхи (6) и проксимально в ларингеальную часть трахеи (7).

онных и/или вентиляционно-инсuffициентных пациентах, которым обыкновенно достаточно улучшить обмен газов в анатомическом мертвом пространстве, как, например, у TGS.

Теория функции многоструйного инсuffляционного катетера.

При стремлении устранения указанных недостатков при вентиляционной поддержке катетером с одним терминальным отверстием авторы разработали техническую систему с возможностью ее клинического применения, которая, кроме обеспечения парциального обмена газов в V_{DA} , позволяет применение более высоких потоков газа в трахеальное пространство без риска возникновения баротравмы, отрицательного влияния динамического давления и позволяет осуществлять обмен газов не только в анатомическом мертвом пространстве, но и в легких. Этот способ обмена газов в легких был назван: вентиляционная поддержка потоком многофункциональным инсuffляционным катетером.

Метод вентиляционной поддержки непрерывным потоком и его техническое решение защищены патентом Словацкой Республики и позволяет, кроме прочего, устранить отрицательное TGI (инсuffляция газа в трахею) и в клинической практике этот метод применим и без проведения классической оро — или назальной интубации [2].

В большинстве клинических ситуациях при инсuffициентной спонтанной вентиляции нежелательно возникновение положительного давления в фазе выдоха вентиляционного цикла или когда повышение

давления при выдохе требуется, его физический принцип должен быть другим, как и действие потока газов в дыхательных путях в обратном направлении. Разработкой и производством технического оборудования, защищенного патентом СР и его клиническим применением нам удалось устранить основные недостатки, которые встречаются при применении катетера с одним терминальным отверстием, и то без необходимости понижения потока газов до уровня, при котором уже не будет вентиляционная поддержка эффективной. Схема технического оборудования, которое мы назвали «многоструйный инсuffляционный катетер» (VIK®), показано на рис. 4.

Принципом технического решения является многоструйная головка, находящаяся в конце инсuffляционного катетера. В ее теле находится 6–8 сопел, которые в углах 20–30 градусов направлены проксимально и дистально. При потоке газов инсuffляционным катетером возникает в трахее противонаправленный разделенный поток газов в дистальном направлении, т. е. в бронхи и в направлении проксимальном, т. е. в ларингеальную часть трахеи (рис. 4).

При спонтанной вентиляции газ, входящий в трахеобронхиальное пространство из атмосферы, «тормозится» энергией, возникающей при потоке газов из проксимально направленных сопел, но одновременно питается энергией потока газов из дистально направленных сопел. В случае, когда «проксимальные» и «дистальные» сопла одинаковых размеров и их количество одинаковое, результирующая энергия, действующая на поток газов при спонтанном вдохе и выдохе нулевая. При таком механическом и функциональном расположении многоструйного инсuffляционного катетера не возникает при выдохе высокое PE_{max} или PI_{max} , даже при относительно высоком потоке газов через катетер.

Изменением количества и габаритов сопел можно менять преимущественный поток и действие сил в трахее и в зависимости от заболевания и клинических потребностей повысить или снизить энергию газов, выходящих из сопел в некотором направлении.

Принципы вентиляции непрерывным потоком газов.

В зависимости от величины потока газов через катетер (Q_{in}) с точки зрения патофизиологического и/или физического можно вентиляцию с непрерывным потоком газов разделить на три основных способа с различным соотношением вентиляционной работы между вентилятором и пациентом. Вентиляционный режим при высоком потоке газов Q_{in} (30–60 л/мин) является по своей сущности вентиляцией с непрерывным потоком в более узком смысле слова и своими физическими характеристиками аналогичен апноической ок-

сигенации с той разницей, что высокий поток газов обеспечит устранение CO_2 более долгое время. Вентиляционная работа полностью обеспечивается вентилятором, пациент может быть апноическим. Клиническое применение высоких потоков повышает количество технических и клинических проблем и поэтому повседневное применение считаем проблематическим. При применении средних потоков Q_{in} (10–30 l/min) можно вентиляционный режим характеризовать как вентиляционную поддержку непрерывным потоком, при котором улучшается обмен газов двумя механизмами: вентиляционной поддержкой и также улучшением обмена газов в части или в полном (в зависимости от величины потока из инсuffляционного катетера) анатомическом мертвом пространстве. Спонтанная, хотя бы инсuffициентная, вентиляция должна существовать.

При низких потоках Q_{in} (4–12 l/min) обеспечивается парциальный обмен газов в части анатомического мертвого пространства (V_D), что улучшает устранение CO_2 и оксигенацию, прежде всего, в граничных формах вентиляционного или респираторного отказа и по своему существу соответствует вентиляционной поддержке, которая в литературе обозначается как TGI (tracheal gas insufflation) [5–8, 11]. Ее недостатки мы уже описали.

Парциальное устранение газов в анатомическом мертвом пространстве и его влияние на обмен газов в легких.

При вентиляционной поддержке у граничных форм вентиляционного и/или респираторного отказа можно использовать «физиологический запас», который образует анатомическое мертвое пространство (V_{DA}). При обмене газов можно использовать только часть анатомического мертвого пространства, образованного назо-оральной частью дыхательных путей DC, гортанью, трахеей с бифуркацией и основными бронхами. Эта часть анатомического мертвого пространства (V_{DAX}) представляет приблизительно $2/3 V_{DA}$.

При предположении, что $V_T=0,55$ l и $V_{DA}=2$ ml/kg у 75 kg взрослого человека (150 ml), альвеолярная вентиляция (V_A) при частоте вентиляции $f=15$ циклов/min будет: $V_A=(V_T - V_{DA}) \times f (0,55 - 0,15) \times 15=6$ l/min.

При обмене объема 100 ml ($2/3 V_{DA}$) в V_{DAX} альвеолярная вентиляция будет: $(0,55 - 0,05) \times 15=7,5$ l/min; значение, которое на 20% больше как в случае применения классического вентиляционного режима с вентиляцией всего V_{DA} . Из описанных математических соотношений вытекает заключение, что при том же респираторном объеме альвеолярная вентиляция при спонтанной вентиляции может быть повышена на 20–35%, без повышения вентиляционной работы.

Поток газов катетером.

Решающим фактором обмена газов и понижения концентрации CO_2 в V_{DA} является поток газов катетером (Q_{in}). К достижению эффективного обмена газов и понижению $p\text{CO}_2$ в V_{DA} должен быть в 100 ml пространстве (V_{DAX}) поток газов катетером достаточно большим и его значение зависит от респираторного объема (V_T), респираторной частоты (f), времени выдоха (T_E), эффективности спонтанной вентиляции и от временной постоянной легких ($R \times C$)= τ_E .

Из теории ИВЛ известно, что кривая потока газов при выдохе является экспоненциально падающей и полный выдох наступает за время $T_E = > 3\tau - 6\tau$. При предположении, что $T_E = 6\tau$, потом в течение первых 3τ выдыхается приблизительно 95% объема газов и в течение следующих 3τ уже только 5%. Когда должна одновременно в V_{DAX} снизиться концентрация CO_2 минимально в 5 раз и повыситься концентрация O_2 , поток газов катетером должен быть минимально в 1,2–2 раза больше объема газов, уходящих из легких в последних 3τ + объема V_{DAX} . Математически это уравнение можно выразить соотношением для расчета минимального Q_{in} :

$$Q_{in} = 85 \times \{V_T \times 0,05 + (H \times 0,0012 / T_E \times 0,5)\},$$

где Q_{in} — поток газов в инсuffляционном катетере (l/min); V_T — респираторный объем при спонтанной вентиляции (l); H — масса (вес) пациента (kg); T_E — время выдоха (sek); 85 — конверсионный фактор в litre/min при постоянном соотношении $1,4 \times Q_E$.

Для пациента весом 80 kg с параметрами спонтанной вентиляции $V_T=0,35$ l, $f=20$, $T_E=1,8$ sek, должен быть $Q_{in}=10-14$ l/min, чтобы в V_{DAX} происходил соответствующий обмен газов и было устранено влияние на альвеолярную вентиляцию, которая повысится на 20–30 % без необходимости другими механизмами влиять на указанные вентиляционные параметры.

Риски вентиляционной поддержки непрерывным потоком.

Одной из основных проблем при инсuffляции газов в дыхательные пути катетером, вставленным в щель под голосовыми связками, является баротравма. При инсuffляции газа катетером, вставленным под щель голосовых связок, при остром закрытии верхних дыхательных путей (laryngospasmus), особенно когда давление подводимых газов больше давления, возникающего в легких, можно получить баротравму. Проблему при низких (до 28 l/min) можно решить двумя способами:

1. Обеспечением дыхательных путей интубацией, когда риск повреждения легких давлением в значительной степени минимизировано, хотя его абсолютно нельзя исключить.

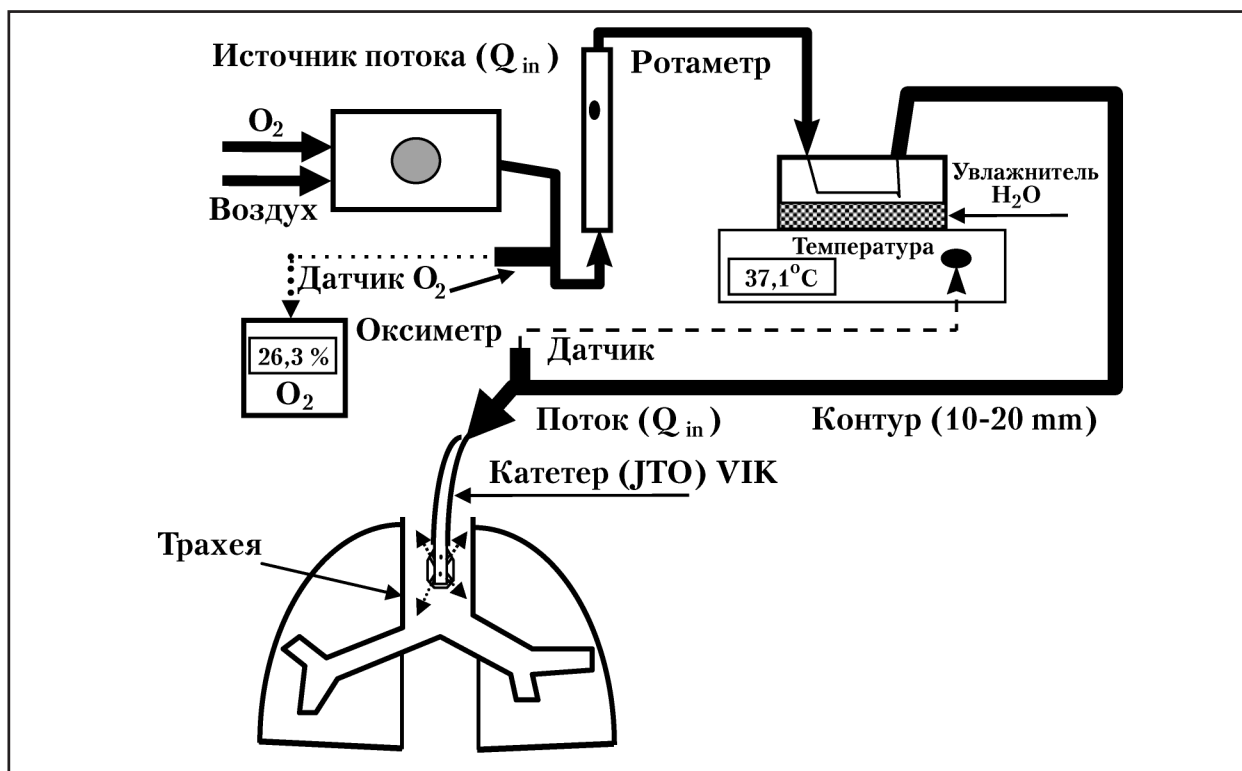


Рис. 5. Схема системы вентиляционной поддержки с инсуффляционным катетером.

2. Применением катетера с максимально возможным внутренним диаметром при применении потока газов до 28 l/min инсуффляционным катетером с внутренним диаметром 3,5–4,5 mm, подводимым давлением (P_{in}) не выше 10 kPa, и, таким образом, риск баротравмы минимизируется. Но условием должно быть такое техническое решение источника потока, которое и в случае неисправности обеспечивает поставку газов при давлении до 10 kPa. При применении более тонких катетеров (< 3 mm) и потоках свыше 12 l/min, предотвращение баротравмы из физических принципов нельзя практически обеспечить, так как P_{in} будет больше чем 10 kPa.

Техническое решение профилактики баротравмы при вентиляционной поддержке непрерывным потоком.

Безопасным решением предотвращения баротравмы при вентиляционной поддержке непрерывным потоком является применение оборудования тревоги в применяемой системе, которое при превышении подводимого давления выше 10 kPa автоматически отключает подвод газов в инсуффляционный катетер. Авторы предложили оригинальное решение измерительным катетером, который является составной частью многоструйного инсуффляционного катетера (VIK®) и его конец помещен дистально от терминального конца VIK®. Чтобы не произошла его забивка, измерительный катетер продувается периодически малыми объемами газа, при одновременном постоянном измерении

давления в дыхательных путях дистально от инсуффляционного катетера. Однонаправленный клапан на входе катетера препятствует, например, при кашле, обратному потоку газов или мокроты в мониторирующий катетер. При превышении давления в дыхательных путях свыше выбранного значения (0–7 kPa) оборудование автоматически отключает подвод газов (P_{in}) в VIK®.

Физическое моделирование давлений при вентиляционной поддержке непрерывным потоком.

С целью проверки математических и физических предпосылок системы вентиляционной поддержки для клинической практики мы предложили систему вентиляционной поддержки, основой которой являются инсуффляционные катетеры с многоструйным (VIK®) или катетеры с одним терминальным отверстием (JTO) и мы ее проверили в экспериментальных условиях (рис. 5). Чтобы проверить действие давления и безопасность применения VIK®, мы выбрали две модельные категории: в первой с предполагаемым весом (<70 kg) пациентов мы применили VIK® с внутренним диаметром 3,5 mm и внешним диаметром 4,5 mm и во второй с предполагаемым весом пациентов свыше 70 kg, VIK® с внутренним диаметром 4,5 mm и внешним диаметром 5,5 mm. Длина катетеров была всегда 45 см.

В модельных обстановках мы проверили: значение подводимого давления P_{in} , необходимое для инсуффляции выбранных объемов газа при потоках 6, 12, 25, и 35 l/min и соотношение давления в симулированной трахее, которую

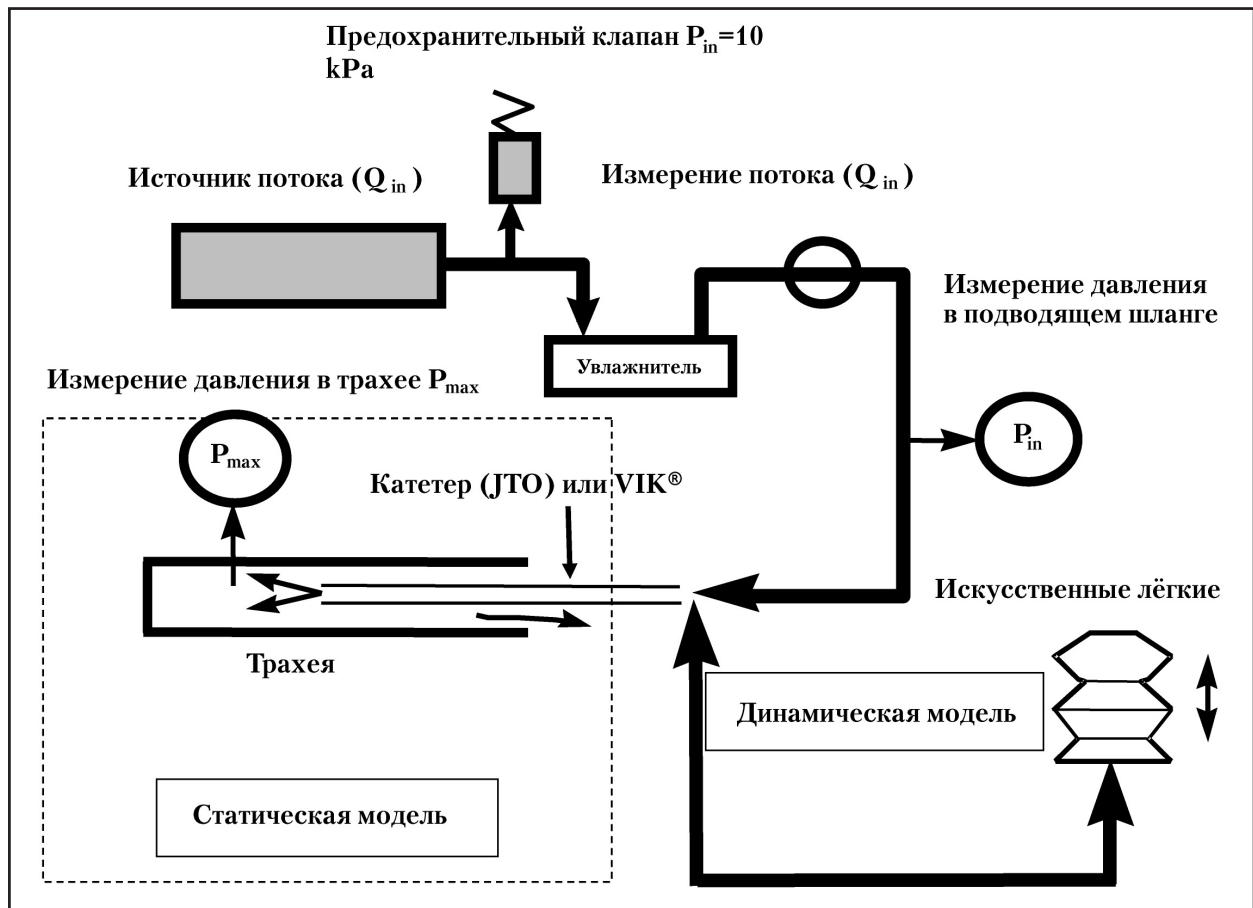


Рис. 6. Схема подключения вентиляционной системы для измерения параметров в статических и динамических условиях.

представляла трубка с диаметром 19 mm и 20 mm. Изменения давления в статических условиях в системе сопло — трахея мы измеряли при максимальной нагрузке (P_{max} при $Q_{in}=0$) и при выбранном потоке через катетер с одним терминальным отверстием и сравнивали с параметрами при применении VIK®, у которого были по 4 отверстия, направленные дистально и проксимально. При одинаковом техническом подключении мы проверяли изменения одинаковых параметров в динамических условиях в симулированном выдохе при применении катетера с одним терминальным отверстием (Т) и при применении VIK®. Схема измерительной системы указана на рис. 6.

Статическая модель. Значения параметров, полученных при статических условиях системы, показаны на рис. 7, который изображает подводимое давление к достижению требуемого потока газов в системе. Из полученных результатов видно, что подъем давления при повышении потока нелинейный, но у него экспоненциальный характер и что повышение потока выше значения 28–38 l/min требует существенного повышения P_{in} выше значения 7–10 kPa, что с точки безопасности пациента требует мониторингирования давления в трахее дистально от терминального конца инсuffляционного катетера, без учета применяемого вида.

Изменение давления в симулированной трахее в статических условиях измерялись на одинаковой модели и при одинаковых технических и физических условиях. На рис. 8 представлены значения изменений давлений в симулированной трахее в статических условиях при применении катетера с одним терминальным отверстием с диаметром 3,5 и 4,5 mm и VIK®.

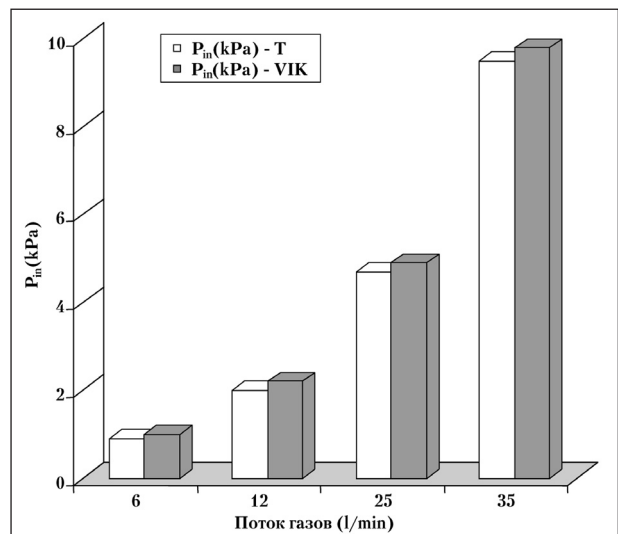


Рис. 7. Подводимое давление P_{in} при выбранном потоке через катетеры 4,5 mm (Т – катетер с одним терминальным концом, VIK® – многосопловой инсuffляционный катетер).

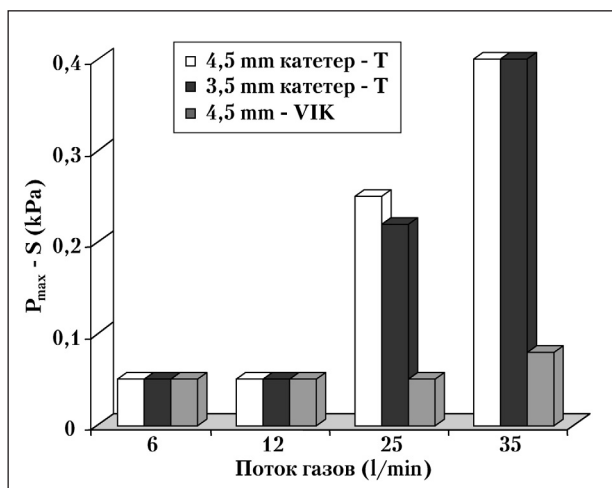


Рис. 8. Изменение давления (P_{\max}) в трахее в статических модельных условиях при разных потоках (Т – катетер с одним терминальным концом – отверстием, VIK® – многосопловой инсuffляционный катетер).

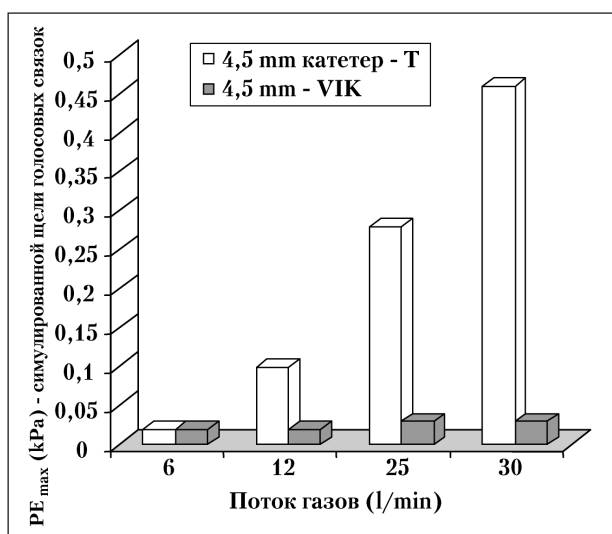


Рис. 9. Изменение давления при выдохе (P_{\max}) на динамической модели без симулированной щели голосовых связок.

Из полученных результатов вытекает, что при применении инсuffляционного катетера с одним терминальным отверстием возникает в трахее, в отличие от VIK®, немного повышенное давление. Результаты одновременно подтверждают, что у ВРКР катетеров с одним терминальным отверстием возникает потенциальная энергия (давление P), направленная в периферийные бронхи и в альвеолярные компартменты. Наоборот, при ВРКР многоструйным инсuffляционным катетером потенциальная энергия, у которой преобладало бы определенное направление не возникает, так как поток газов из сопел VIK® противонаправленно и возникновение потенциальной энергии (давления) в одном направлении устраняется возникновением противонаправленной силы давления из противонаправленных сопел.

Динамическая модель. Значения параметров, полученные в статических условиях, имеют для

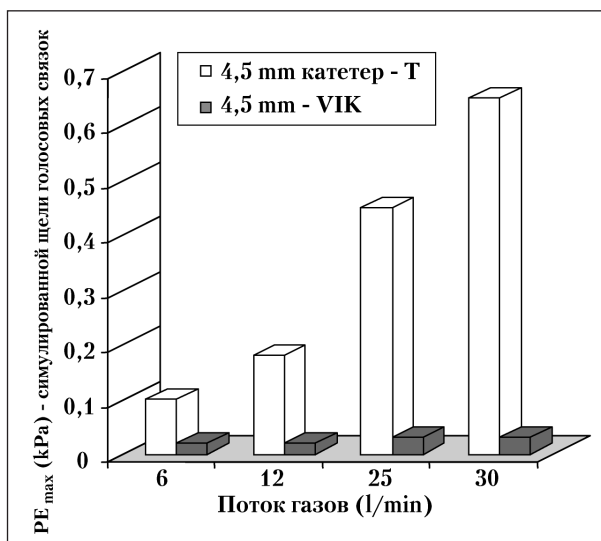


Рис. 10. Изменение давления при выдохе (P_{\max}) у динамической модели с симуляцией щели голосовых связок.

клинической практики показательное значение, но не информируют о динамических изменениях, которые возникают в трахее при потоке газов при спонтанной вентиляции.

Для определения динамических изменений соотношений давлений в трахее при спонтанной вентиляции при выдохе мы после ввода инсuffляционного катетера в «трахею» анализировали предполагаемые изменения на физической модели «спонтанно вентилирующие» легкие с определенными значениями V_T и f .

Физические характеристики инсuffляционных катетеров с одним терминальным отверстием и VIK® и подключение экспериментальной модели были одинаковые как при измерениях в статических условиях.

С физической точки зрения при измерении давлений были условия характерные для двух модельных ситуаций, когда в первой мы не учитывали сопротивления щели голосовых связок и во второй – щель голосовых связок симулировалась уменьшением сечения трахеи на 40 %. При входе был поток непрерывным и при выдохе с «искусственными легкими» симулировал падающий поток. Максимальное давление в трахее (P_{\max}) измерялось при $V_T = 250, 400$ а 700 ml, при частоте 16 циклов/min и $T_I = 50\%$ вентиляционного цикла. Результаты показаны на рис. 9 и 10.

Из полученных результатов однозначно вытекает, что при применении ВРКР инсuffляционным катетером с терминальным отверстием возникает динамический РЕЕР при выдохе (РЕЕР_i) и созданное значение положительного давления в конце выдоха было тем больше, чем больше был поток газов. При вентиляционной поддержке непрерывным потоком VIK® создавался эффект РЕЕР_i только в пренебрежительном диапазоне и в области реальных потоков,

применимых в клинической практике, давление при выдохе не превысило 0,1 кПа (рис. 9).

При симуляции наличия щели голосовой связки при применении инсуффляционного катетера с одним терминальным отверстием повышалось PE_{\max} в зависимости от примененного потока больше и были достигнуты более высокие значения как при предыдущем составе эксперимента. При применении VIK® повышалось $PEEP_i$ только минимально (рис. 10).

На основе полученных результатов можно сделать заключение, что при потенциальном применении указанного способа вентиляционной поддержки в клинических условиях, при которых требуется применение РЕЕР, будет более подходящим применение инсуффляционного катетера с одним терминальным отверстием. Конечно, в этих случаях немного повышается вентиляционная работа при выдохе. В случаях, когда применение РЕЕР не требуется или создается его отрицательный эффект, подходящим для применения ВРКР является VIK®, которым приводятся отрицательные действия давления потока газов в трахее на значения, близкие нулю и не повышается вентиляционная работа при входе и/или выдохе. Когда необходимо применение Q_{in} около 20–25 л/мин, не существенно применение катетера с одним терминальным концом или катетер VIK®.

Литература

1. *Brychta O.* Заключение исследовательской задачи «Высокочастотная вентиляция». Trenčín, Konštrukt 1983. 112.
2. *Török P.* Высокочастотная струйная вентиляция маской. Свидетельство о новом лечебном методе № 3/1989. Bratislava, MZ SR 1989.
3. *Török P.* Возможности клинического применения высокочастотной струйной вентиляции маской. Заключительный отчет исследовательской задачи 46/04. NsP Vranov nad Toplou. 1992.
4. *Török P.* Вентиляционная поддержка непрерывным потоком с помощью многоструйного катетера для лечения дыхательной недостаточности. Свидетельство о новом лечебном методе № OPLS 1015/97. Bratislava, MZ SR; 1997.
5. *Belghith M., Fierobe L., Brunet F.* Is tracheal gas insufflation an alternative to extrapulmonary gas exchange in ARDS? Chest, 1995; 107: 1416–1419.
6. *Brampton W., Young J. D.* Lung volume, pressure, flow, and density relationships during continuous flow ventilation in dogs. J. Appl. Physiol. 1993; 74: 197–202.
7. *MacIntyre N. R.* Strategies to minimize alveolar stretch injury during mechanical ventilation. In.: *Vicent J. L. (ed.): Yearbook of intensive care and emergency medicine*; 5. Berlin: Springer-Verlag; 1996. 389–397.
8. *Slutsky A. S.* Nonconventional methods of ventilation. Am. Rev. Resp. Dis. 1988; 140: 175–183.
9. *Stressman E., Votteri B. A., Satler F. P.* Washout of anatomical dead space for alveolar hypoventilation. Respiration, 1969; 26: 425–434.
10. *Crespo A. S., Carvalho A. F.* Intratracheal gas insufflation. Resp. Technol. Internat. 1996; 5: 36–37.
11. *Hurewicz A. N., Bergofsky E. H., Vomero E.* Airway insufflation. Increasing flow rates progressively reduced dead space in respiratory failure. Am. Rev. Respir. Dis. 1991; 144: 1229–1233.

Поступила 14.12.05

Заключение

Вентиляционная поддержка непрерывным потоком может, прежде всего, в граничных формах острого или хронического вентиляционного и/или респираторного отказа, устранить потребность в интубации. Не требуется синхронности спонтанной и управляемой вентиляции сложным вентилятором при применении поддерживающих или комбинированных вентиляционных режимов.

Результаты физического моделирования давлений в дыхательных путях показывают, что с точки зрения физического поведения газов можно системой вентиляционной поддержки с VIK®, и также с катетером с одним терминальным отверстием (ЖТО) учесть физические аспекты спонтанного вентиляционного режима и минимизировать опасность повреждения легких давлением. При вентиляционной поддержке непрерывным потоком с VIK® и при потоках Q_{in} около 35 л/мин не возникают отрицательные эффекты $PEEP_i$ вследствие чего не повышается дыхательная работа при выдохе. При применении катетера с одним терминальным отверстием можно безопасно применять потоки Q_{in} , приблизительно, до значения 25–28 л/мин. Мы придерживаемся того мнения, что новый способ вентиляционной поддержки найдет применение в клинической практике.